

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

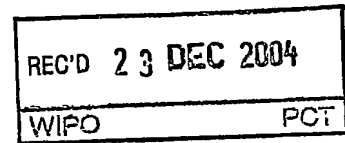
01.11.2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年11月12日  
Date of Application:

出願番号 特願2003-381910  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [JP 2003-381910]



出願人 株式会社日立メディコ  
Applicant(s): 株式会社日立製作所

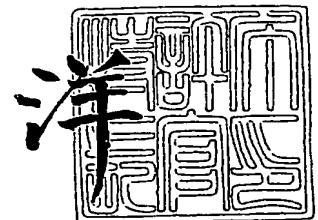
PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

BEST AVAILABLE COPY

2004年12月13日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

小川



【書類名】 特許願  
【整理番号】 02673  
【提出日】 平成15年11月12日  
【あて先】 特許庁長官殿  
【国際特許分類】 A61B 10/00  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
                        株式会社日立メディコ内  
                        川崎 真護  
    【氏名】  
【発明者】  
    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
                        株式会社日立メディコ内  
                        市川 祝善  
    【氏名】  
【発明者】  
    【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地  
                        株式会社日立製作所 基礎研究所内  
                        田中 尚樹  
    【氏名】  
【特許出願人】  
    【識別番号】 000153498  
    【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ  
    【代表者】 猪俣 博  
【特許出願人】  
    【識別番号】 000005108  
    【氏名又は名称】 株式会社日立製作所  
    【代表者】 庄山 悦彦  
【手数料の表示】  
    【予納台帳番号】 008383  
    【納付金額】 21,000円  
【提出物件の目録】  
    【物件名】 特許請求の範囲 1  
    【物件名】 明細書 1  
    【物件名】 図面 1  
    【物件名】 要約書 1

**【書類名】 特許請求の範囲****【請求項 1】**

該被検者に対して課する刺激やタスクに対する応答を計測するため可視から赤外領域の光を被検者に対して複数箇所照射し、被検体内部を通過したこれら複数箇所での信号を複数の検出器で検出する光計測装置で、

上記検出結果の中に含まれる信号成分とノイズ成分を分離する分析の前処理と、上記ノイズ分離処理と、上記ノイズ分離処理後のデータを画像に再構成する信号処理手段と、

上記ノイズ分離処理後のデータを上記画像に再構成するための条件を入力する入力装置と、

上記入力装置からの入力される上記画像再構成条件を表示し、ノイズ分離処理後に上記再構成画像を表示する入出力手段とを備えたことを特徴とする光計測装置。

**【請求項 2】**

上記ノイズ分離処理は、少なくとも上記主成分分析と上記独立成分分析のうちのひとつであり、

上記入力装置からは、上記主成分分析と上記独立成分分析のうち実行するものを選択入力可能であり、また、両方実行する場合には実行の順序を入力可能であり、

上記入出力手段は、上記入力された選択肢と上記入力された実行順序とを表示することを特徴とする請求項 1 に記載の光計測装置。

**【請求項 3】**

上記入力装置からは、上記画像再構成を自動におこなうか手動で実行するか選択指示可能で、自動的にこなう場合は参照波形を指示可能で、

上記入出力手段は、画像再構成の自動実行と手動実行の選択指示と上記参照波形およびその波形の指示内容を表示し、

上記信号処理手段は自動実行と手動実行のうち上記にて選択された方により上記画像再構成を実行することを特徴とする請求項 2 に記載の光計測装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】光計測装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、散乱体、特に生体内部の情報を光を用いて計測する装置に関し、特に局所脳血液量変化信号に重畳するノイズ信号を除去し、必要な局所脳血液量変化信号を高精度で取得することに関する。

【背景技術】

【0002】

生体光計測装置は、光計測を利用して、可視から赤外領域の波長の光を被検者の生体に照射し、ここから反射された光を検出して生体内部を計測することで、生体内部の血液循環、血行動態及びヘモグロビン変化を、被検者に対して拘束を強わず非侵襲で簡便に計測できる装置である。

この装置を被検体に装着した状態で被検体に刺激や課題（タスク）を与えると、何の刺激やタスクも与えない場合と比較して、血液循環、血行動態及びヘモグロビンに変化が現れる。

既知の変化形態と被検者の反応を比較するとその被検者の特質や特徴が把握できる。

【0003】

生体光計測装置では、測定結果であるヘモグロビン変化は、時間的変化を示すグラフや測定領域における変化の空間分布を等高線状の画像（トポグラフィ）として表示される。

生体光計測装置の臨床上的応用例として、てんかん焦点の特定や、てんかん術前検査としての言語野領域同定があるが、言語野領域同定検査は、てんかん焦点部位切除に伴う脳機能損傷を低く押さえる意味で非常に重要な検査であり、正確な領域同定の技術が求められている。生体光計測装置を用いた言語野領域同定検査は、例えば、言語刺激負荷に対する左右側頭葉の局所脳血液量変化信号を計測し、得られた局所脳血液量変化信号の領域間信号強度を比較することにより、言語野領域を同定している。

【0004】

ここで、局所脳血液量変化信号には、生体内部からの信号に加えてさまざまな外界からのノイズ信号、例えば装置ノイズや体動信号が重畳する。

このノイズにより、上記のような厳密な検査における精度の高い局所脳血液量変化信号は取得が困難となっており、ノイズの減少は重要な課題である。

【0005】

従来、移動平均処理や、たとえば特許文献1に記載のフィルター処理などによってこれらのノイズを除去することが試みられてきた。しかしながら、このようなフィルター処理によっては、十分にノイズが除去できないことが多かった。

例えば、図4のグラフのCH2で生じているようなスパイクノイズ成分などは周波数帯域が広い特性がある。フィルター処理、移動平均処理でこれを除去するためには、適用帯域を広くする、適用時間幅を大きくするなどの処理が必要である。

しかしこのように処理すると必要な局所脳血液量変化信号も除去されてしまう。

【0006】

一方、非特許文献1および非特許文献2に記載の主成分分析処理（primary component analysis; PCA）や独立成分分析処理（Independent component analysis; ICA）は多変量を解析して成分を抽出する方法として周知であるが、この手法を本発明のように局所脳血液量変化信号に入り込むノイズ成分の除去および目的信号の精度向上に適用する試みは従来なされていない。

【特許文献1】特開2002-177281号公報

【非特許文献1】Independent Component Analysis by A. Hyvarinen, J. Karhunen, E. Oja

【非特許文献2】第33回日本臨床神経生理学会学術大会のプログラム・予稿集のp. 212、「脳機能イメージング5」

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

そこで本発明では、計測された局所脳血液量変化信号に対して主成分分析処理、独立成分分析処理のようなノイズ分離処理を行い、統計的に無相関な信号または確率密度的に独立な信号を抽出し、その抽出結果を表示する。

**【0008】**

そして、抽出された信号を参照応答波形と比較するなどして自動的に選択または手動で選択するための処理画面を表示し、選択された抽出信号を用いて局所脳血液量変化信号たとえば局所脳血液量変化信号を再構成し、その結果を表示する手法も提供する。

以上により、局所脳血液量変化信号から移動平均処理や、フィルター処理でも除去できないノイズ成分を除去する。

**【課題を解決するための手段】****【0009】**

上記目的を達成するために本発明では具体的に以下の手法を実現した。

本発明の第1の特徴によれば、該被検者に対して課する刺激やタスクに対する応答を計測するため可視から赤外領域の光を被検者に対して複数箇所照射し、被検体内部を通過したこれら複数箇所での信号を複数の検出器で検出する光計測装置で、上記検出結果の中に含まれる信号成分とノイズ成分を分離する分析の前処理と、上記ノイズ分離処理と、上記ノイズ分離処理後のデータを画像に再構成する信号処理手段と、上記ノイズ分離処理後のデータを上記画像に再構成するための条件を入力する入力装置と、上記入力装置からの入力される上記画像再構成条件を表示し、ノイズ分離処理後に上記再構成画像を表示する入出力手段とを備えた光計測装置。

**【0010】**

本発明の第2の特徴によれば、上記ノイズ分離処理は、少なくとも上記主成分分析と上記独立成分分析のうちのひとつであり、上記入力装置からは、上記主成分分析と上記独立成分分析のうち実行するものを選択入力可能であり、また、両方実行する場合には実行の順序を入力可能であり、上記入出力手段は、上記入力された選択肢と上記入力された実行順序とを表示する上記第1の特徴に記載の光計測装置。

**【0011】**

本発明の第3の特徴によれば、上記入力装置からは、上記画像再構成を自動におこなうか手動で実行するか選択指示可能で、自動的に行なう場合は参照波形を指示可能で、上記入出力手段は、画像再構成の自動実行と手動実行の選択指示と上記参照波形およびその波形の指示内容を表示し、上記信号処理手段は自動実行と手動実行のうち上記にて選択された方により上記画像再構成を実行する上記第3の特徴に記載の光計測装置。

**【0012】**

本発明の第4の特徴によれば、複数チャンネルにおいて計測された局所脳血液量変化信号、たとえばヘモグロビン信号に、所定の方法で主成分分析、独立成分分析を適用し、無相関な信号または確率密度的に独立な信号を所定の基準で抽出し、その抽出結果を表示する。

**【0013】**

本発明の第5の特徴によれば、上記において抽出された信号を所定の基準で自動または手動で選択する画面を表示し、選択された抽出信号を用いて局所脳血液量変化信号を再構成し、その結果を表示する。

**【発明の効果】****【0014】**

本発明により、局所脳血液量変化信号、たとえば局所脳血液量変化信号に重畳する装置ノイズや体動信号などのノイズ信号を大幅に除去し、高精度に必要な局所脳血液量変化信号を再構成することができる。

**【発明を実施するための最良の形態】**

## 【0015】

## [実施例1]

以下、図面を参照しながら本発明の実施例を詳細に説明する。

なお、以下の説明では、生体光計測の対象をヘモグロビン量（酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、総ヘモグロビンを含む）とするが、本発明の生体光計測装置は、ヘモグロビンのみならず近赤外に吸収を有するチトクローム等の生体内物質を対象とすることが可能である。

後述する実施例2の独立成分分析に加えて、あるいは本実施例の主成分分析単独でも、本発明の目的であるノイズ除去および原信号復元に適用可能である。

## 【0016】

図1は、本発明が適用される生体光計測装置の概略構成を示す図である。この生体光計測装置は、主として、生体に近赤外光を照射する光源部10と、生体通過光を計測し、電気信号に変換する光計測部20と、光計測部20からの信号をもとに生体情報としての局所脳血液量変化信号、具体的には血中ヘモグロビン濃度変化を計算し、結果を表示する信号処理部30とを備えている。さらにこの生体光計測装置は、光源部10からの光を誘導する光ファイバの先端を被検者の計測位置に接触させるとともに、被検者からの透過光を光計測部20に誘導する光ファイバの先端を被検者の計測位置に接触させるために、これら光ファイバ先端が固定される装着具を備える。なお、この装着具は光ファイバ先端と合わせて計測プロープ40と呼ぶ。

## 【0017】

光源部10は、可視光から赤外の波長領域内の複数の波長、例えば780nm及び830nmの光をそれぞれ放射する半導体レーザ11と、これら2波長の光を複数の異なる周波数で変調するための変調器を備えた複数の光モジュール12と、光照射用の光ファイバ13とからなる。半導体レーザ11から放射された2波長の光は、混合された後、各光モジュール毎に異なる周波数に変調されて、光ファイバ13を通過して、被検者の検査部位に照射される。

## 【0018】

光計測部20は、検出用光ファイバ21に接続され、検出用光ファイバ21が誘導する光を光量に対応する電気信号に変換するフォトダイオード22等の光電変換素子と、フォトダイオード22からの電気信号を入力し、照射位置及び波長に対応した変調信号を選択的に検出するためのロックインアンプ23と、ロックインアンプ23からの信号をA/D変換するA/D変換器24とからなる。ロックインアンプ23は、少なくとも計測すべき信号の数と同数のロックインアンプからなる。

## 【0019】

プロープ40は、3×3、4×4などの適当な大きさのマトリックスに、照射用光ファイバ先端と検出用光ファイバ先端とが交互に配列するように光ファイバ接続用のソケットを配置したものである。検出用光ファイバによって検出される光は、それと隣接する4つの照射用光ファイバから照射されて生体を透過した光を混合したものであり、ロックインアンプ23でこれら照射用光ファイバによって異なる変調信号を選択検出することにより、検出用光ファイバ先端と、隣接する照射用光ファイバ先端との間の点（計測点）の情報を得ることができる。これら計測点はロックインアンプ23が検出するチャンネルに対応し、例えば3×3のマトリックスのプロープでは、光照射位置と検出位置との間の計測点が12となり、チャンネル数12の光計測を行うことができる。

## 【0020】

信号処理部30は、装置全体の制御を行う制御部31を介して光計測部20と接続され、光計測部20から送られる電圧信号（デジタル信号）を処理し、生体情報を表す信号、具体的には計測部位のヘモグロビン濃度を表す局所脳血液量変化信号への変換や、トポグラフィ像の作成を行う。この生体光計測装置には、さらに、光計測部20から送られるデジタル信号や信号処理後のデータを記憶する記憶部32と、信号処理部30における処理結果を表示するとともに計測や信号処理に必要な指示を制御部31に入力するための入出力部33とを備えている。信号処理部30は、上述した画像作成等の機能のほかに、各計測チャンネルで計測さ

れたヘモグロビン変化信号から、計測時に被検体に対し与えられた課題（タスク）の特徴を表す信号（課題関連信号）を抽出したり、この課題関連信号をもとに課題に対して最も反応のあった計測部位（チャンネル）を算出したりする機能を備えている。

#### 【0021】

このような構成の生体光計測装置において、生体光計測は、照射用光ファイバ13によって異なる周波数で変調された光を、生体に装着したプローブから照射するとともに、生体を透過し、検出用光ファイバ21によって誘導された光を各フォトダイオード22で電気信号に変換し、それを照射位置及び検出位置の中間点である計測点毎に検出し、局所脳血液量変化信号たとえば計測部位の血中ヘモグロビン濃度に変換したヘモグロビン変化信号を得ることにより行われる。計測した各測定点の局所脳血液量変化信号は、信号処理部30において種々の解析を施され、その結果が入出力部33のモニターに表示される。

#### 【0022】

図2は局所脳血液量変化信号の計測状態を示す図である。201の部分では局所脳血液量変化信号の1～12chを、202の部分では局所脳血液量変化信号の13～24chを計測している。

#### 【0023】

図3は局所脳血液量変化信号に対してノイズ分離処理として、たとえば主成分分析処理や独立成分分析処理を行い、選択された抽出信号から再構成波形を生成するまでのフローを示した図である。S101で、局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ を計測する。S102では、上記主成分分析および上記独立成分分析に備えて、局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ を正方行列化する。S103では上記主成分分析あるいは上記独立成分分析のどちらを実行するか決定する。

#### 【0024】

主成分分析処理はS111以下の左のフローにより、独立成分分析はS121以下の右のフローにより行なわれる。まず、主成分分析を応用した本発明の実行手順をステップS101からS130に沿って説明する。ステップS101において、生体光計測装置によって計測した局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ の集合 $F$ を次の行列（式(1)）の形式で取得する。ここで $n$ は計測された経時データ数で行列の横方向に展開されており $1 \leq n \leq N$ であり、 $m$ は計測したチャンネル数で行列の縦方向に展開されており $1 \leq m \leq M$ である。

#### 【0025】

##### 【数1】

$$F = \begin{bmatrix} f_1(1) & f_1(2) & \cdots & f_1(N) \\ f_2(1) & f_2(2) & \cdots & f_2(N) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f_M(1) & f_M(2) & \cdots & f_M(N) \end{bmatrix} \quad (1)$$

行列 $F$ の転置行列 $F^T$ を重畳することで正方行列を作成可能で、転置行列 $F^T$ を右から重畳すると生体光計測の経時データ方向への相関平均をとることができ、左から重畳すると生体光計測の計測チャンネル方向への相関平均をとることができる。

#### 【0026】

前者は、時間情報（経時データ方向）の空間（チャンネル）ごとの特徴を抽出することができ、後者は空間情報（チャンネル方向）の時間（経時データ）ごとの特徴を抽出することができる。本発明では、前者の右からの重畳により $M$ 行 $M$ 列の正方行列を作成している。

このようにしてできた信号を、以下、信号 $x_m(n)$ と呼ぶ。こうすることでチャンネル分のデータを主成分分析または独立成分分析に供することができる。

#### 【0027】

式(2)にステップS102で正方行列化するとき使用する転置行列 $F^T$ を、式(3)にチャンネル数が $N=24$ の場合の正方行列化の式を示す。

【数 2】

$$F^T = \begin{bmatrix} f_1(1) & f_1(2) & \cdots & f_1(M) \\ f_2(1) & f_2(2) & \cdots & f_2(M) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f_N(1) & f_N(2) & \cdots & f_N(M) \end{bmatrix} \quad (2)$$

【0028】

【数 3】

$$X = FF^T = \begin{bmatrix} x_1(1) & x_1(2) & \cdots & x_1(24) \\ x_2(1) & x_2(2) & \cdots & x_2(24) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{24}(1) & x_{24}(2) & \cdots & x_{24}(24) \end{bmatrix} \quad (3)$$

S103にて主成分分析が選択されたら、S111にて式(6)で示すような固有値  $\lambda_m$  の行列  $\Lambda$  を求める。

固有値とは固有ベクトルを「何倍するか」という値で、固有ベクトルとは、ある行列によって定数倍されるベクトルのことである。一般的に  $m$  次元の行列には  $m$  個の固有値、固有ベクトルが存在する。

【0029】

あるベクトル  $W$  にある行列  $X (m \times m)$  を掛けたときに  $\Lambda$  (ラムダ) 倍されたとすると、 $\Lambda$  が固有値、ベクトル  $W$  が固有ベクトルであり、式(4)のように表される。

$$XW = \Lambda W \quad (4)$$

これを移項すると固有値  $\Lambda$  は式(5)のようになる。

$$\Lambda = W^{-1} X W \quad (5)$$

【0030】

一般的に、固有値  $\lambda_m$  は  $M$  個分算出されるが、大きい順に対角成分に並べると式(6)のような固有値行列となる。

【数 6】

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \lambda_2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & \lambda_M \end{bmatrix} \quad (6)$$

【0031】

固有値の相対値は主成分分析上で寄与率と呼ばれ、 $\lambda_1$  は最も寄与率の高い値で、 $\lambda_1 / \text{trace } \Lambda$  は第1主成分の寄与率と呼ばれる。

なお、 $M=24$  の時の行列  $X$  の固有値  $\Lambda$  は式(7)のようになる。



【数7】

$$\Lambda = W^{-1} F F^T W = W^{-1} X W = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \lambda_2 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \lambda_{24} \end{bmatrix} \quad (7)$$

【0032】

固有ベクトル $W$ は式(4)に固有値 $\Lambda = \lambda_1$ の場合、 $\Lambda = \lambda_2$ の場合… $\Lambda = \lambda_m$ の場合をそれぞれ代入して下記式(8)を解く事により算出される。

$$(X - \Lambda)W = 0 \quad (8)$$

【0033】

一般的に、 $w_1(n)$ から $w_M(n)$ までの固有ベクトル $w_n$ は、式(9)のように表わされる。

【数9】

$$w_n = \begin{bmatrix} w_1(n) \\ w_2(n) \\ \vdots \\ w_M(n) \end{bmatrix} \quad (9)$$

【0034】

ステップ112において、固有ベクトル $w(n)$ は固有値と同じ数、つまり $M$ セット分算出される。それらを横方向に並べて式(10)のような行列で表わす。

【数10】

$$W = \begin{bmatrix} w_1(1) & w_1(2) & \dots & w_1(M) \\ w_2(1) & w_2(2) & \dots & w_2(M) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ w_M(1) & w_M(2) & \dots & w_M(M) \end{bmatrix} \quad (10)$$

【0035】

一般的に、 $m=k$ 番目の主成分に対応する固有値は $\lambda_k$ で、対応する固有ベクトル $w_k$ は、式(11)のように表わされる。

【数11】

$$w_k = \begin{bmatrix} w_1(k) \\ w_2(k) \\ \vdots \\ w_M(k) \end{bmatrix} \quad (11)$$

【0036】

したがって、式(11)から $M=24$ の時の第1主成分の固有値は $\lambda_{24}$ 、式(12)の通り、固有ベクトルは $w_{24}$ で表わされる。

【数 1 2】

$$w_{24} = \begin{bmatrix} w_1(24) \\ w_2(24) \\ \vdots \\ w_{24}(24) \end{bmatrix} \quad (12)$$

【0037】

一般的に、行列 $X$ の第 $k$ 主成分波形 $Y$ は、式(13)にて表わされる。

$$Y = w_k^T X \quad (13)$$

【0038】

本実施例の場合、チャンネル数が $M$ の場合、 $X$ に代えて、局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ の集合 $F$ を使って、式(14)のように局所脳血液量変化信号 $F$ の第 $m$ 主成分波形 $G_m$ として求める

$$G_m = w_m^T F \quad (14)$$

【0039】

本実施例の $M=24$ の場合では、 $X$ に代えて、局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ の集合 $F$ を使って、式(15)のように局所脳血液量変化信号 $F$ の第1主成分波形 $G$ として求める。

$$G_1 = w_{24}^T F \quad (15)$$

同様に、第2主成分波形 $G_2$ から第 $M$ 主成分波形 $G_M$ までは、式(16)のように求められる

$$G_m = w_m^T F \quad (2 \leq m \leq M) \quad (16)$$

【0040】

一般的に、 $m=1 \sim k$ までの主成分波形を用いた行列 $X$ の再構成行列 $Z$ は、式(17)のように求める。

【数 1 7】

$$Z = \sum_{i=1}^k w_i X w_i \quad (17)$$

【0041】

本実施例の場合、ステップ113において、 $X$ に代えて局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ の集合 $F$ を使い再構成波形を求める。ここでこの $j$ 番目のチャンネルの再構成波形 $H$ は第1～ $k$ 主成分波形 $G_1$ から $G_k$ をまでを重畳させたものとなり、式(18)のように表わされる。

【数 1 8】

$$H_j = \sum_{i=1}^k w_{ji} G_i \quad (18)$$

$k$ は抽出された信号を元に、たとえば台形波形状の参照波形と比較して、自動または手動で選択する。

【0042】

他方、S103において独立成分分析を選択した場合には、S121で独立信号 $I_n(t)$ と混合行列 $A$ 、分離行列 $B$ を算出する。S122で代表信号 $I_n(t)$ を自動または手動で選択し、再構成波

形 $R(t)$ を生成する。

最終的に、S130で、再構成波形 $R(t)$ が表示される。

#### 【0043】

図4は、図3のステップS101で計測される刺激に応じたチャンネル毎の時間毎の局所脳血液量変化信号の画面表示の一例である。ここではチャンネル数が24の場合を示す。各ヘモグロビン信号をあらわすグラフ中、横軸は時間（秒）であり、縦軸はmMmm、つまりミリメートル単位の計測長中に遭遇したモル数（ミリモル・ミリメートル単位）となっている。計測チャンネル毎に異なった局所脳血液量変化信号301が片側12チャンネル合計24チャンネル分表示してある。

#### 【0044】

302は主成分分析処理を実行するためのボタン、303は独立成分分析処理を実行するためのボタンである。ボタン302をONすることで、主成分分析が実行されステップS111からS130までの処理が実行される。主成分分析は、高次元のデータを情報をできるだけ失うことなくより少ない次元に縮約する手法であり、時間及びチャンネル番号を軸とするヘモグロビン信号強度からなる測定データを、本来の目的信号部分とノイズ部分とに分離する。

すなわち、本来の目的信号と各種ノイズという多変量（高次元）中、図6に示すような参照応答波形（台形波）との相関が高い成分が本来の目的信号であるとする。このようにして得た本来の目的信号部分を再構成して本来の信号と認識する。

#### 【0045】

図5は図4のボタン302をONした時に起動する主成分分析結果を示す画面である。401は第1主成分波形を示す。402は式(12)に示した第1主成分波形の固有ベクトル $w_1$ で、各チャンネルに対する重み（存在頻度）を示すものである。403はグラフ画面をスクロールさせるためのスライダバーである。404と405は再構成波形を作成するため手動で行うか自動で行うかを選択するためのボタンである。

#### 【0046】

まず手動で行なう場合について説明する。404のManualボタンを押すと406の選択項目が有効になり、手動で再構成波形に使用するための成分波形を選択することができる。どの成分波形を使用するかの一例として、経験的にノイズと思われるものを除外して、信号成分の主要部と思われるものは再構成に使用して、どちらともいえない成分波形は入れたり外したりして再構成波形を確認するような試行錯誤が取られる。

#### 【0047】

つぎに自動で行なう場合について説明する。405のAutoボタンを押すと、図6のような自動的に再構成波形に使用するための成分波形を選択する機能が起動する。

この選択に関しては、図6の画面中においていくつかの方法が使用できる。以下（1）と（2）の選択手法について例示する。

（1）参照波形501との相関値が識別相関値のボックス505内の数字以上であるものを選択する方法。つまり、ここでは経験的に決定した台形状の参照波形501を予め作成しておく。その波形の最大値は1mMmmで、波形の作成にあたっては遅延時間を入力できるようになっており、たとえば図6の例ではボックス504で10sを選択するとその上に示した波形ができる。こうして作成した参照波形との識別相関値を求める。

（2）微分波形の標準偏差（課題試行前後の安定区間から算出）がボックス506内の数字以下であるものを選択する方法。

#### 【0048】

その後、図5のOKボタン407を押すと、再構成処理が実行され、再構成処理結果である図8のような画面が表示される。

選択手法は（1）と（2）両方を同時に用いることもできるし、それぞれを単独で用いることもできる。OKボタン507を押すと自動成分波形選択処理が実行され、選択結果が、図5のボックス406に表示されるようにしてもよい。

#### 【0049】

以上のように本実施例によれば式(18)における $k$ の選び方、第何番目の主成分まで再構

成に使用するかを参照応答波形を基に自動的にあるいは手動で任意に選択可能なため、経験を加味して、さらには個人差や測定条件等に応じて、弾力的に原信号に最も近い信号を再現可能である。

【0050】

[実施例2]

本発明の実施例2として、独立成分分析処理を使用した信号精度の向上について説明する。

実施例1の主成分分析に加えて、あるいは本実施例の独立成分分析単独でも、本発明の目的であるノイズ除去および原信号復元に適用可能である。

ステップS102で局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ の集合Fを取得する点とこれを正方行列である局所脳血液量変化信号に変換するところまでは上記実施例1に記載したとおりである。

ステップS103で独立成分分析が選択されると、ステップS121以下に進む。たとえば、図4において、ボタン303をONすることで、ステップS121からS130までの独立成分分析処理が実行される。

【0051】

図4において、独立成分分析処理では、S102で求めた局所脳血液量変化信号の正方行列Xが信号源ベクトルの混合で構成されているとする。

ここで、 $M'$  個の信号源 $S(n)$ の各成分 $S_{m'}(n)$ は独立であると仮定する。このベクトルは式(19)で表わす。

なお、ここで $n$ は計測された経時データ数で行列の横方向に展開されており $1 \leq n \leq N$ である。

$$S(n) = (S_1(n), \dots, S_{m'}(n), \dots, S_{M'}(n)) \quad (19)$$

ただし、 $1 \leq m' \leq M'$

【0052】

ここで、局所脳血液量変化信号 $X(n)$ と信号源 $S(n)$ との間には式(20)の関係を仮定する。

ただし、 $A$ は $M \times M'$  数の実数行列である。

$$X(n) = A S(n) \quad (20)$$

このように独立成分分析では、 $S(n)$ の確率分布の形と（混合行列）に関する予備知識を持たない場合でも、 $X(n)$ の $m$ 個の独立な信号を抽出することができる。

【0053】

$M \geq M'$  であれば解は存在し、ある $M \times M'$  の実数行列 $B$ （抽出行列）が存在し、これは式(21)で表わされる。

$$Y(n) = B X(n) \quad (21)$$

こうして互いに独立な成分を抽出できる。以下では $M = M'$  の場合を考える。 $BA = I$  ( $I$ は単位行列)となれば $Y(n)$ と $S(n)$ は一致する。

第1成分から第 $k$ 成分までの用いた $j$ 番目のチャンネルの再構成波形 $R_j(n)$ は下式(22)で表わされる。

【数19】

$$R_j(n) = \sum_{i=1}^{-k} B_{jk}^{-1} Y_k(n) \quad (22)$$

【0054】

以上、独立成分分析はいくつかの相互に独立な信号が線形に混合されて観測されるとき、その観測された信号からもとの互いに独立な信号を復元する方法である。

各チャンネルからの信号を上記独立な発生源からの信号とし、局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ の行列Fを正方行列に変換したXを観測結果として上記分析を適用する。

実施例1における主成分分析では計測された局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ がもともとどの

ようなデータであり、どのような伝達関数によって計測結果となったかについては全く意識することなく、計測結果のみを分析する。

#### 【0055】

これに対して、独立成分分析では、局所脳血液量変化信号 $f_m(n)$ はさまざまな脳部位からの変化信号や外界信号が相関しながら線形結合されたと仮定してその伝達関数を求める。

主成分分析では分散を最大化することで寄与成分を顕在化させる固有値問題なのに対して、独立成分分析では、様々な独立性の基準を採用可能である。したがって、さまざまな脳部位からの変化信号源、外界からの信号源などを想定して、そのいくつかの元信号源が代表的な類型ノイズと仮定すれば、より精度の高い分析ができる。

#### 【0056】

図7はボタン303を押した時に起動する独立成分分析の結果を示す画面である。601は第1成分波形、603は混合行列、604は抽出行列を示す。ボタン605、606は再構成波形を作成するための自動または手動どちらかを選ぶボタンで、その機能は上述したボタン404、405と同等である。608のOKボタンを押すと、再構成処理が実行され、再構成処理結果である図7が表示される。

#### 【0057】

図8は図4におけるステップS130にて、主成分分析または独立成分分析により再構成された波形結果を示す画面である。図4と比較すると各種ノイズ成分が除去され、局所脳血液量変化信号のみが描画されていることが分る。

図7と図8に示す画面は任意に一方のみ、また両方とも選択表示可能である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0058】

【図1】本発明に係わる生体光計測装置の構成図。

【図2】局所脳血液量変化信号の計測状態を示す図。

【図3】局所脳血液量変化信号に対して主成分解析処理、または独立成分解析処理を行い、選択された抽出成分から再構成波形を生成するまでのフローを示した図。

【図4】計測した局所脳血液量変化信号を示した画面。

【図5】主成分分析結果を示す画面。

【図6】自動的にノイズ除去波形を再構成する際に使用する成分波形の選択用画面。

【図7】独立成分分析結果を示す画面。

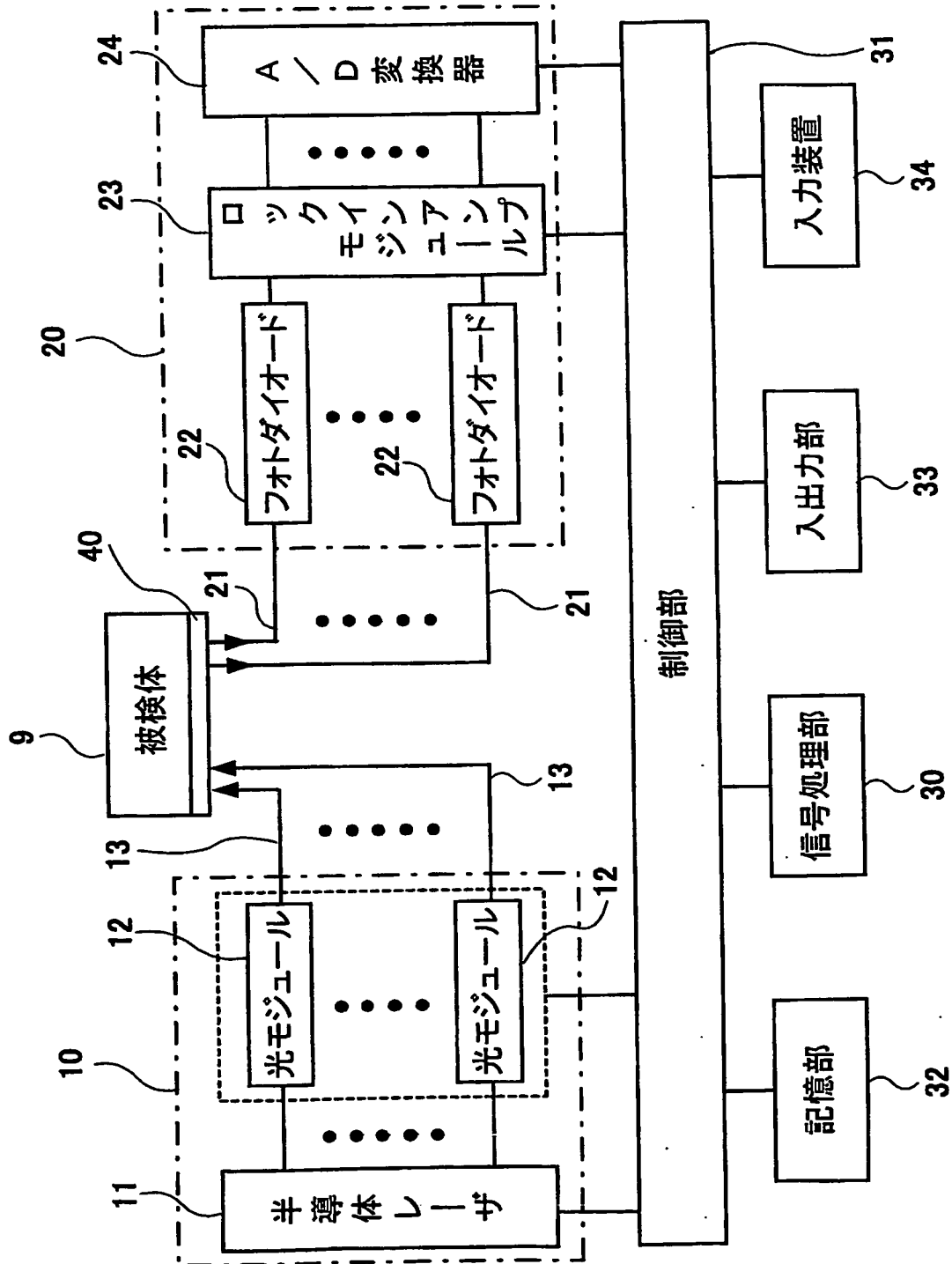
【図8】主成分分析または独立成分分析によりノイズが除去された再構成波形を示す画面。

#### 【符号の説明】

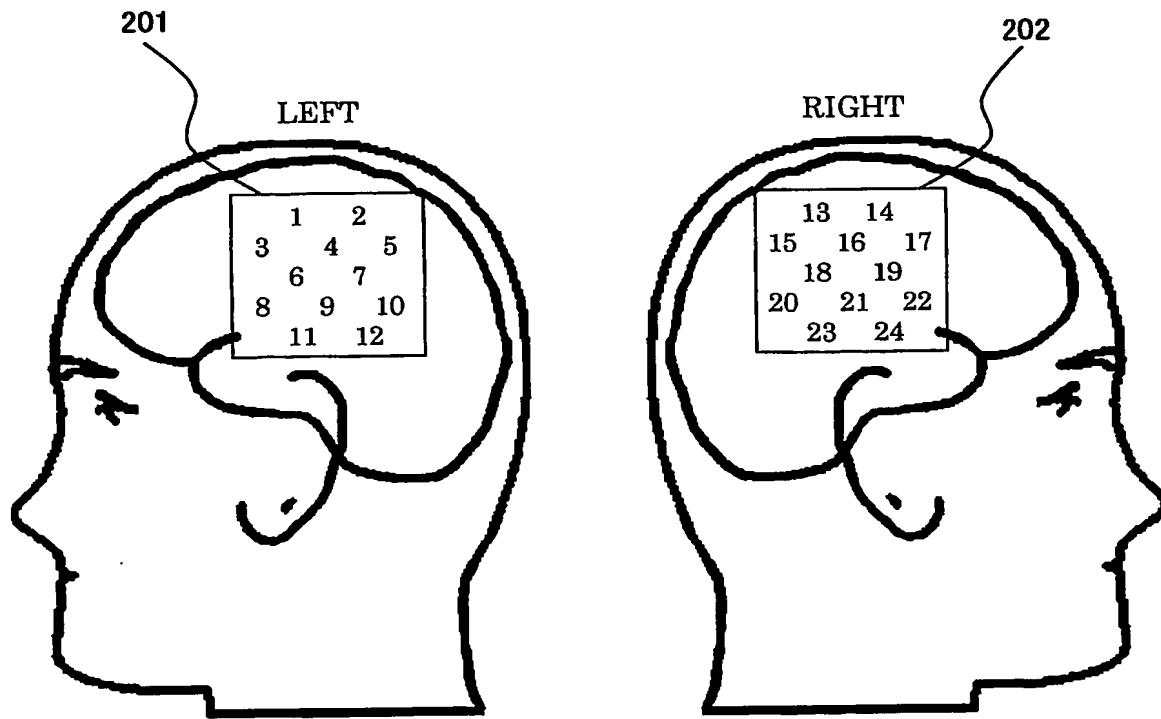
#### 【0059】

9 被検体、10 光源部、20 光計測部、30 信号処理部、32 記憶部、33 入出力部、34 入力装置、40 プロープ、201 左側頭葉用プロープ、202 右側頭葉用プロープ、301 局所脳血液量変化信号、302 主成分分析処理ボタン、303 独立成分分析処理ボタン、401 第1主成分波形、402 第1主成分波形の各チャンネルに対する重み（存在頻度）、403 スクロール用スライダーバー、404 手動処理用Manualボタン、405 自動処理用Autoボタン、406 選択ボックス、407 OKボタン、501 参照応答波形、502 課題開始点、503 課題終了点、504 遅延時間入力ボックス、505 識別相関値入力ボックス、506 標準偏差入力ボックス、507 OKボタン、601 第1主成分波形、602 スクロール用スライダーバー、603 混合行列表示範囲、604 抽出行列表示範囲、605 手動処理用Manualボタン、606 自動処理用Autoボタン、607 選択用チェックボックス、608 OKボタン、701 再構成局所脳血液量変化信号

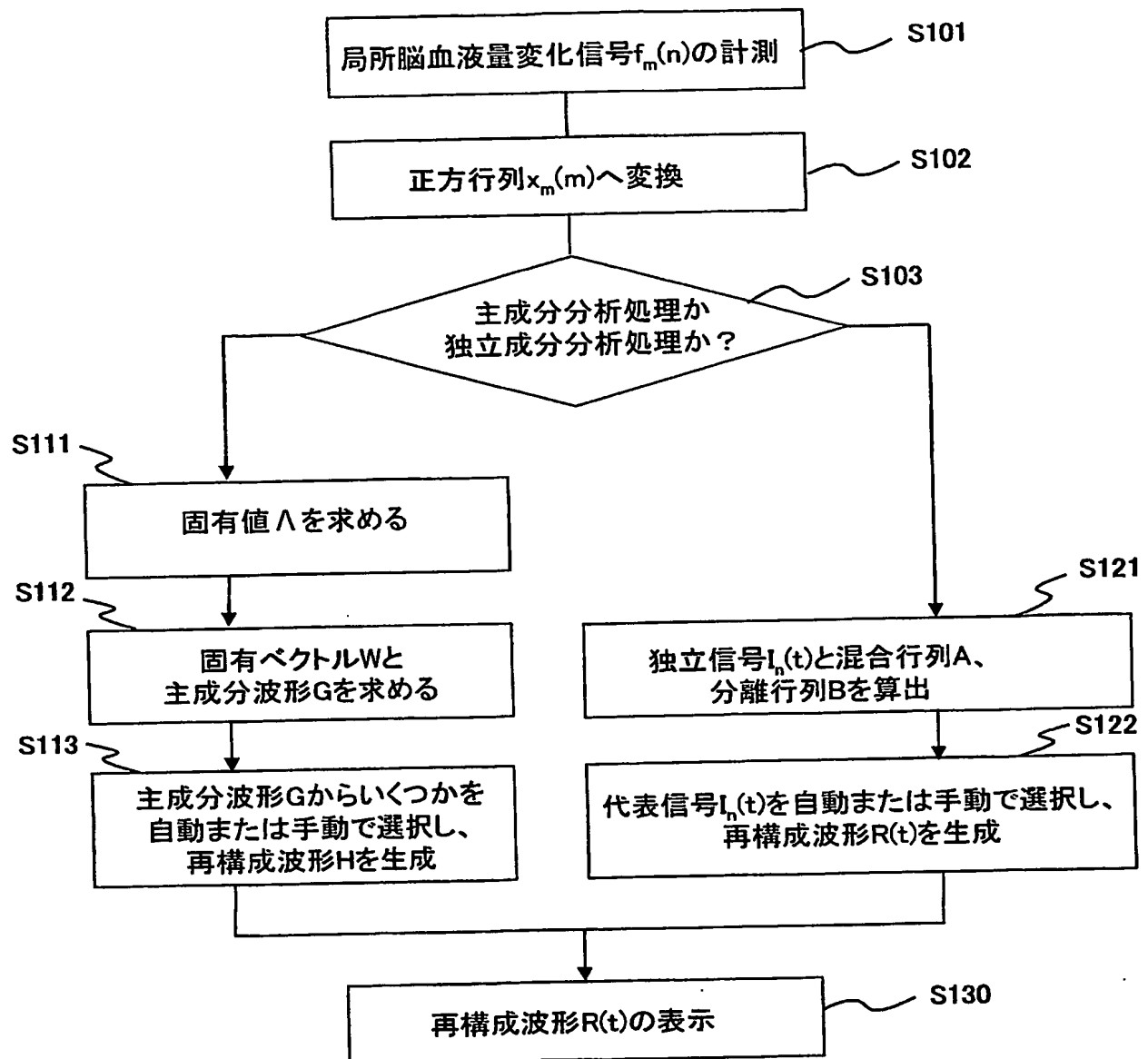
【書類名】 図面  
【図1】



【図 2】

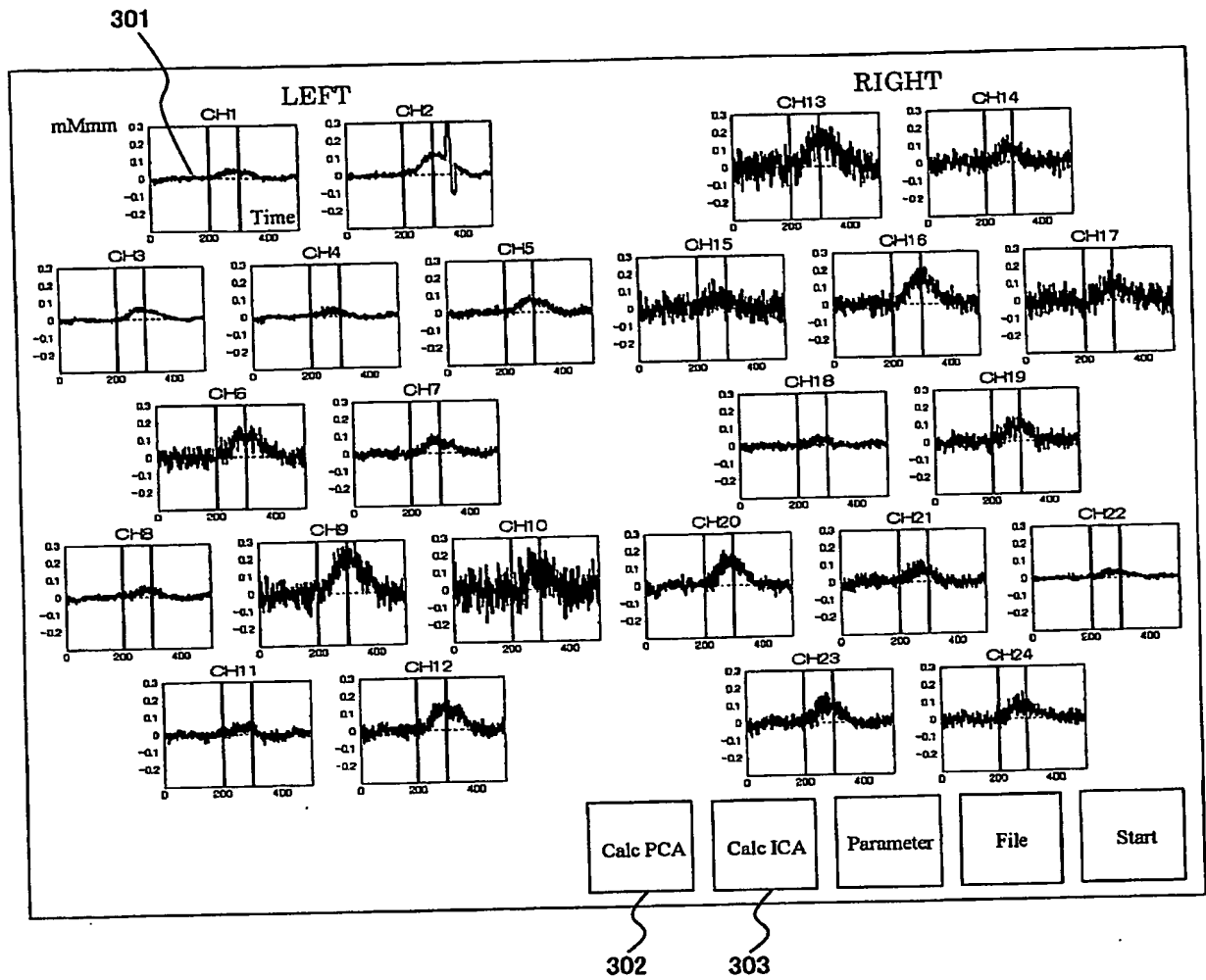


【図3】

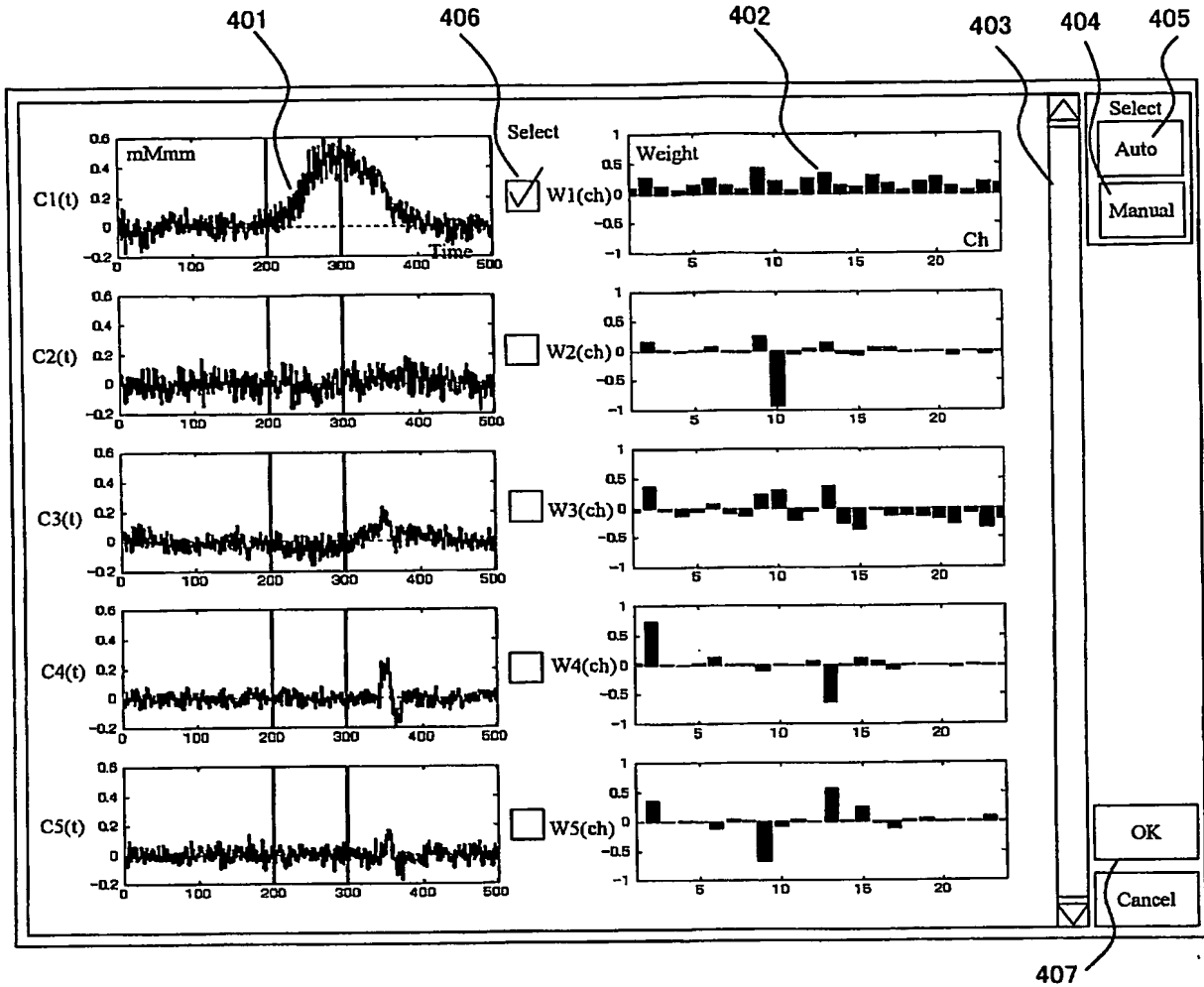




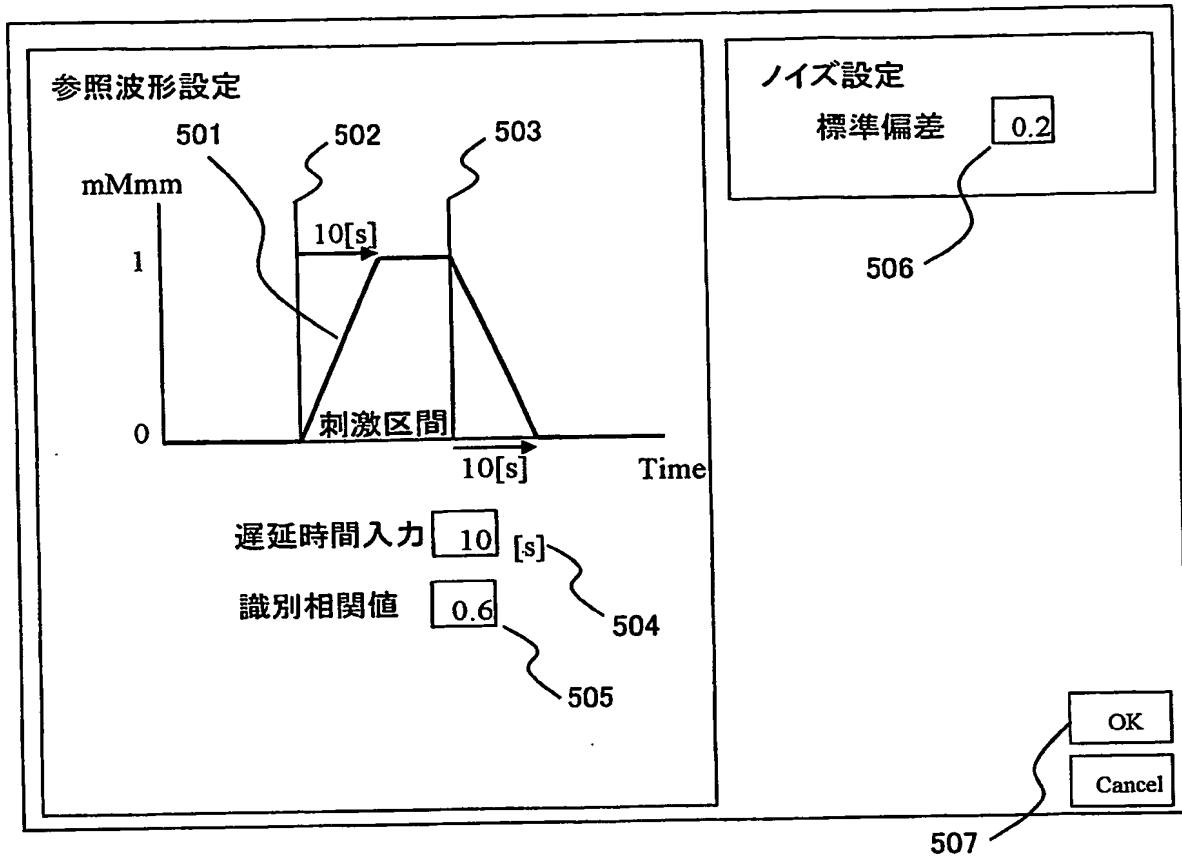
【図4】



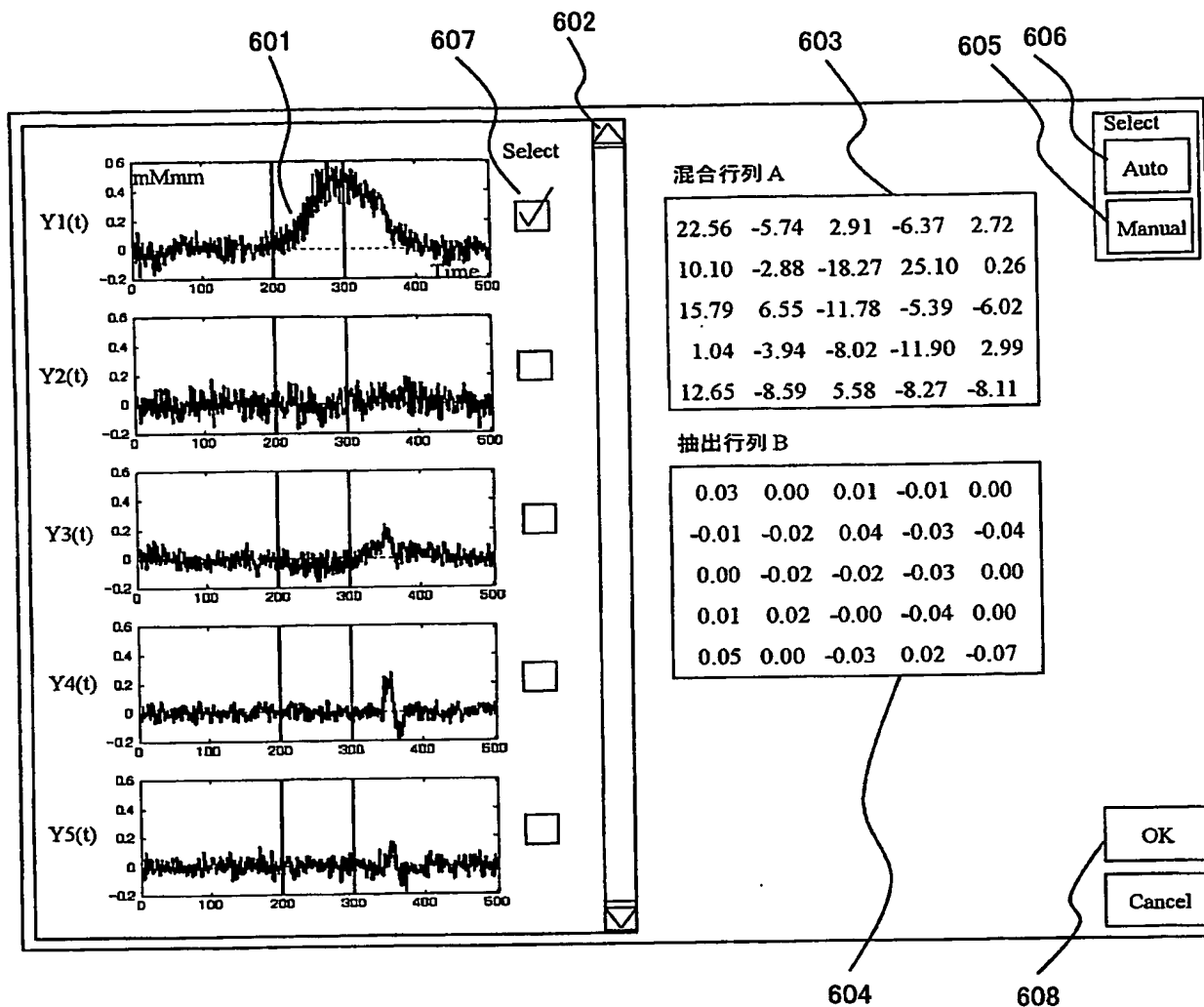
【図 5】



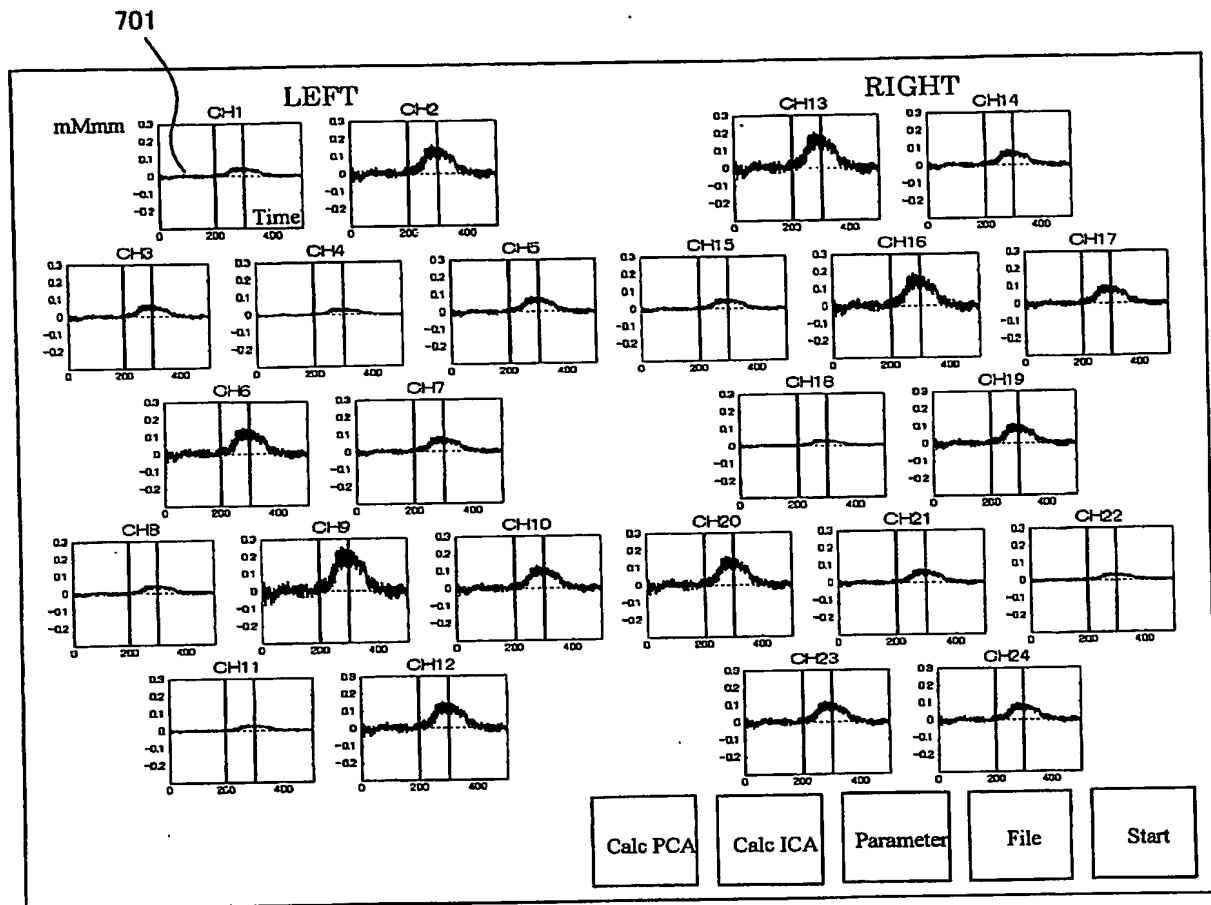
【図 6】



【図 7】



【図 8】



**【書類名】 要約書****【要約】**

**【課題】** 局所脳血液量変化信号には、生体内部からの目的信号に加えてさまざまな外界からのノイズ、たとえば装置ノイズや体動信号など、が重畳し、移動平均処理やフィルター処理ではこのノイズを十分に除去できなかったため、これをより確実に除去して高精度な局所脳血液量変化信号を得る。

**【解決手段】** 数チャンネルにおいて計測された局所脳血液量変化信号に、主成分分析や独立成分分析を行い、統計的に無相関な信号または確率密度的に独立な信号へと抽出し、その抽出結果を表示する。

このように抽出された信号を自動または手動で選択する画面を表示し、選択された抽出信号を用いて局所脳血液量変化信号を再構成しその結果を表示する。

**【選択図】** 図 5

## 認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2003-381910
受付番号	50301865956
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成 16 年 1 月 5 日

## &lt;認定情報・付加情報&gt;

## 【特許出願人】

申請人

## 【識別番号】

000153498

## 【住所又は居所】

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 14 号

## 【氏名又は名称】

株式会社日立メディコ

## 【特許出願人】

## 【識別番号】

000005108

## 【住所又は居所】

東京都千代田区神田駿河台四丁目 6 番地

## 【氏名又は名称】

株式会社日立製作所

特願 2 0 0 3 - 3 8 1 9 1 0

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 0 0 0 1 5 3 4 9 8 ]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 1 0 日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号
氏 名	株式会社日立メディコ



特願 2003-381910

出願人履歴情報

識別番号

[000005108]

1. 変更年月日  
[変更理由]

住所  
氏名

1990年 8月31日

新規登録

東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地  
株式会社日立製作所

2. 変更年月日  
[変更理由]

住所  
氏名

2004年 9月 8日

住所変更

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  
株式会社日立製作所

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record.**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**